

心電図・呼吸測定による ドライバー状態推定システムの開発

Development of a System Presuming the Condition of Driver by Checking Electrocardiogram and Respiration while Driving

亀田 裕之[†], 江口 一彦^{††}

Hiroyuki KAMETA, Kazuhiko EGUCHI

Abstract Most of the traffic accidents are caused by unintentional behavior of driver, so called careless mistakes. Human error is the most serious problem to prevent traffic accidents. If drivers can recognize their physical condition objectively, it is possible to avoid accidents caused by unreasonable or imprudent behavior.

Electrocardiogram and respiration are easily affected by mental state and physical condition and they are possible to measure without interfering driving operation. In this paper we propose a system presuming the condition of driver by checking electrocardiogram and respiration while driving. We developed an experimental equipments to measure cardiograph and respiration and a method to remove noise caused by muscle movement is discussed.

1. はじめに

相次ぐ自動車事故の要因として、運転者の注意力低下による危険因子の発見遅れ、判断ミスや操作ミスなどのヒューマンエラーが問題となっている。「平成 20 年度の自動車事故データをみる」^[1]によると、運転ミスが原因の事故は、全体の 73.3%を占めている。国土交通省はこの対策として、道路環境を基準に走りやすさを定めた、「道路の走りやすさマップ」^[2]を作成した。国土技術政策総合研究所とカーナビメーカーなど民間企業 10 社で、このマップのカーナビ等への利用が研究され、マップをもとにした案内ルートを実走した結果、運転中の事故リスクが 43%削減できることが、2009 年 4 月に発表されている^[3]。今後は自動車の外界環境だけでなく、運転時のドライバーの状態を評価基準に加えることで、より走りやすい道路環境づくりの取り組みが予想される。また、ドライバーに、自身の身体状態を把握してもらうことで、無理・無謀な運転による事故が防げると考えられる。

本研究では、運転に支障のない測定が可能で、人間の心理状態、健康状態が特に反映されやすい「心電図と呼吸運動」の検出を行う。簡易測定のための装置の試作と、運転操作が原因の体動ノイズ除去手法を検討し、ドライバーの状態推定システムを提案する。

2. 運転時心電図・呼吸運動測定の問題点

心電図とは、心臓の活動に伴う電位変化を、四肢や胸部に装着した電極によって波形として捉えた生体信号のことである(図 1)。体表面の動きや、R 波の間隔から波形の周期を割り出し、1 周期の時間を 60 倍したものが瞬時心拍数として用いられる。

呼吸運動は、正常値が 1 分間に 16~20 回とされる、0.27Hz~0.33Hz ほどの周波数運動である。

心拍数や呼吸運動は、被験者を拘束することなく状態を測定する方法が研究されている^{[4][5][6]}。一方で、心電図 T 波が、交感神経系の活動と負の関係であるため、精神的作業負荷によりその振幅が軽減するという報告^[7]などがあることから、本研究では、人体から心電図を取得することを目的とする。心電図・呼吸運動をドライバー状

[†] 愛知工業大学大学院 電気電子工学専攻 (豊田市)

^{††} 愛知工業大学 工学部電気学科 (豊田市)

態推定の指標として用いる際に、次のような問題点がある。

心電図では、呼吸等による筋肉の動きが電位変化となって影響し、波形に基線動揺(ドリフト)が現れることがある(図 2)。また、電極装着部周辺の筋肉が緊張することにより、筋電ノイズ(図 3)が発生する。これは被験者の心理状態や、痛み・寒さなどの生理現象が反映されるためである。

呼吸運動においては、被験者の体表面の動きから呼吸状態を測定する場合、運転時は特に車体の揺れや、ステアリング・ペダル操作による体動がノイズとして混入してしまう。また、被験者自らが呼吸周期を意識的にコントロールできるため、非接触・非侵襲での測定が不可欠である。

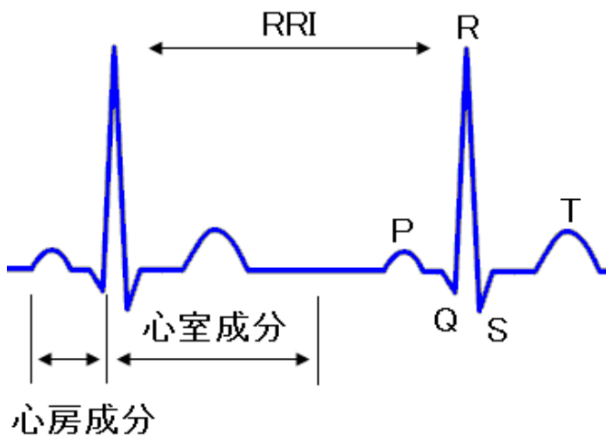


図 1 心電図基本波形

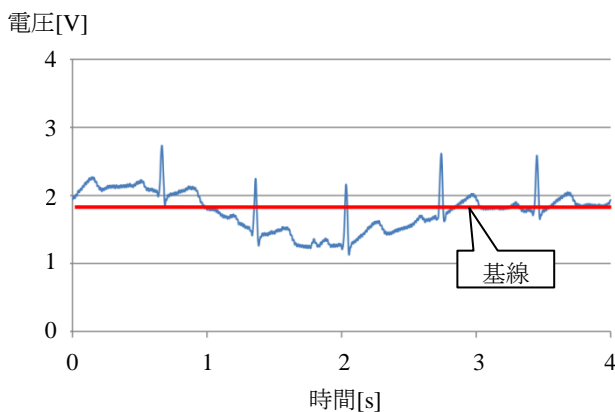


図 2 基線動揺

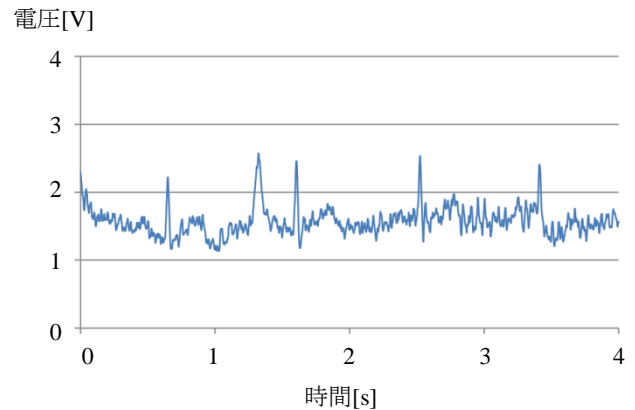


図 3 筋電ノイズ

3. 提案するシステムの構成

これらの問題点を解決することを目的とした、提案システムの構成を図 4 に示す。人体から心電図、呼吸運動をそれぞれ検出し、2つの信号を PC に取り込む。ウェーブレット packets 処理により、各信号から目的の周波数成分を抽出し、心拍数と呼吸数を算出する。運転状況の違いによる各値の変化から、身体状態の判定を行う。測定装置と各処理について以下で説明する。

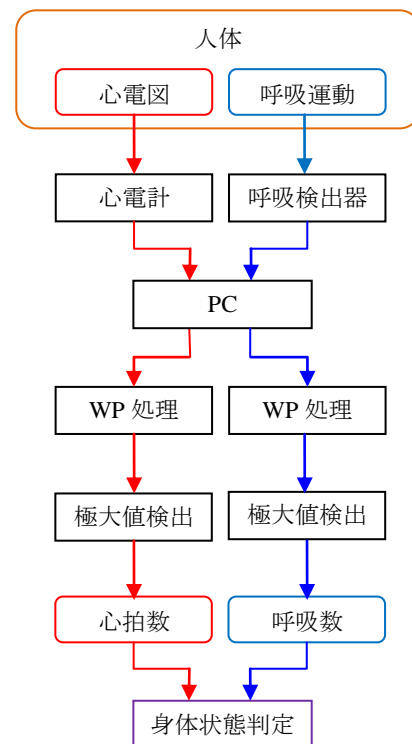


図 4 システム構成

・心電計

簡易測定を目的とし、胸部電極を必要としない小型心電計を作成した(図5)。+,-,基準の3つの電極を用いて、標準肢誘導での測定が可能である。サンプリング周波数500Hz、分解能10ビットでA/D変換を行い、PCへデータをシリアル送信する。

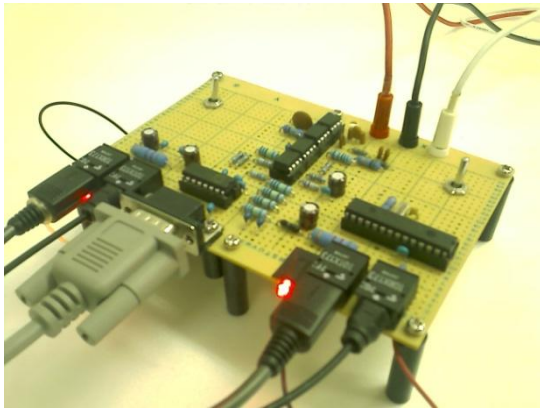


図5 作成した心電計

・呼吸検出器

10.525GHzを中心周波数とする、マイクロ波ドップラーセンサを用いて、非接触で呼吸状態測定を行う。対象物に向けて送信したマイクロ波の反射波を受信し、送信波との周波数の差からその動きを検出する「ドップラー効果」を利用する。センサを座席の背もたれ内部に設置し、被験者の呼吸時の背面の動きを中心にとらえる。10Hzで信号のサンプリングを行い、PCへ出力する。

・WP(Wavelet Packet)処理

ウェーブレットパケット変換^{[8][9]}を用いた周波数抽出を行い、ノイズを除去する。心電図においては元信号に、遮断周波数の異なるローパスフィルタを合計4回適用する分解レベル4処理を行うことで、R波の周波数成分抽出を行う。ドップラー信号においては、同様に元信号にローパスフィルタを4回適用し、抽出波形にハイパスフィルタを通す分解レベル5の処理を行い、呼吸曲線を抽出する。

・極大値検出

WP処理後の信号の極大値を検出し、心電図においてはR波の間隔から心拍数、呼吸曲線においては吸気時を表すピークから呼吸数の算出をそれぞれ行う。

4. 実験

4.1 着座安静時の測定

被験者の生体信号が検出可能かの確認として、着座安静状態で5分間、心電図と呼吸の測定を行った。

・心電図測定の結果

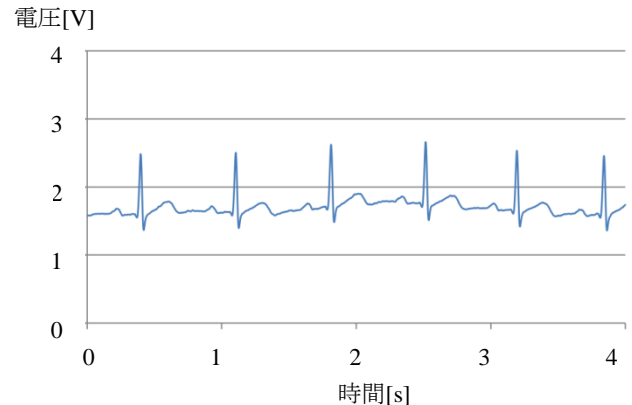


図6 II誘導心電図 (安静時)

心電図は図6より、呼吸運動による基線動揺が見られるが、PQRST波の確認が可能な波形が測定できている。

・呼吸運動測定の結果

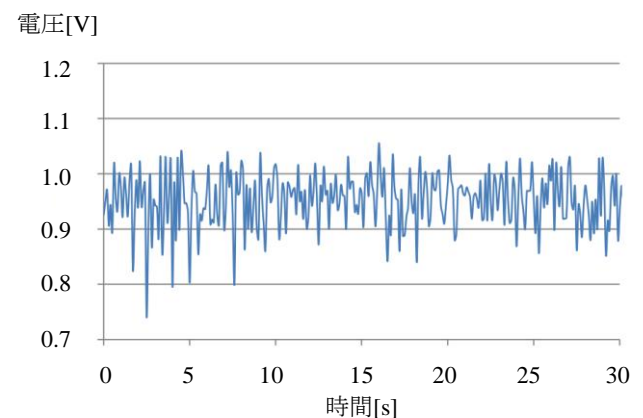


図7 ドップラーセンサ出力 (安静時)

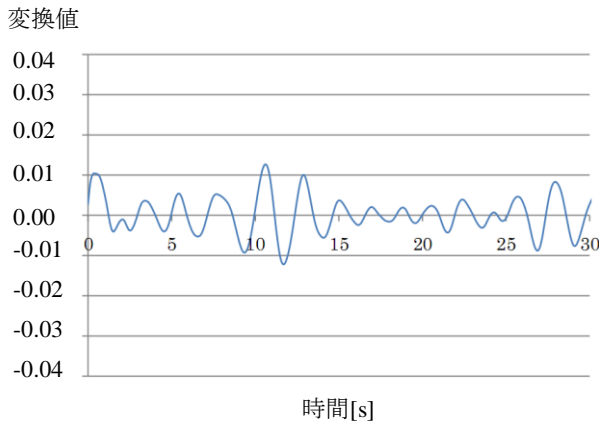


図 8 ドップラーセンサ出力-WP 処理後 (安静時)

図 7 では呼吸運動が把握できないのに対し、図 8 の WP 処理後は呼吸曲線が抽出できている。抽出信号を FFT(高速フーリエ変換)で周波数解析した結果、中心周波数は 0.342Hz であり、呼吸周波数の標準値に近い帯域を抽出できている。

4.2 模擬運転時の測定

運転時の生体信号検出が可能であるか、ドライビングシミュレータを用いた模擬運転を実施した。20 代男性 5 名において、通常運転・負荷運転の 2 種類を行い、日本語版 NASA-TLX(Task Load Index)^{[10][11]}で各運転の主観的負担度を数値化して、被験者の状態変化の指標とした。心電図測定として、標準肢誘導のうち、Ⅰ誘導(右手(-)左手(+)) 右足(基準))から基準電極を取り外し、電極設置ハンドルを握った簡便な測定と、Ⅱ誘導測定(右手(-)左足(+)) 右足(基準))の 2 つを行った。

4.2.1 通常運転

前方車両を追従する模擬運転時の結果を以下に示す。

・心電図測定の結果

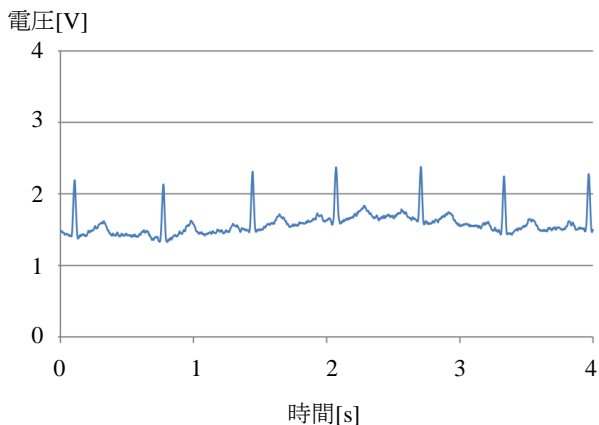


図 9 Ⅱ誘導心電図 (通常運転時)

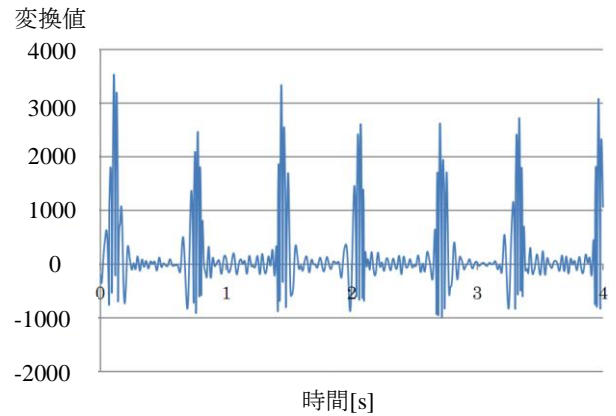


図 10 Ⅱ誘導心電図-WP 処理後 (通常運転時)

図 9 より、安定した波形が測定できているため、図 10 のように WP 変換の変換値が大きい。これは、用いたウェーブレット関数が心電図の波形に合う形に拡大・縮小できたためである。

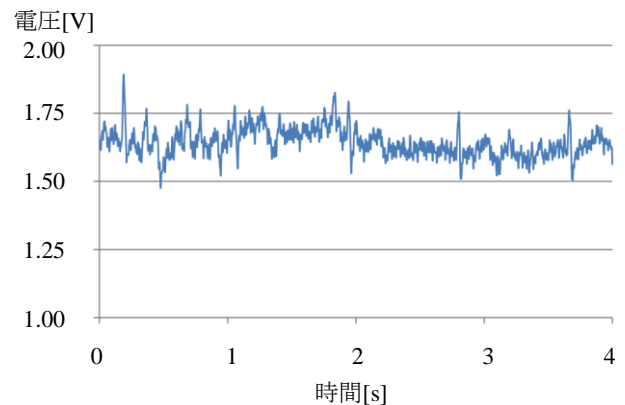


図 11 Ⅰ誘導心電図 (通常運転時)

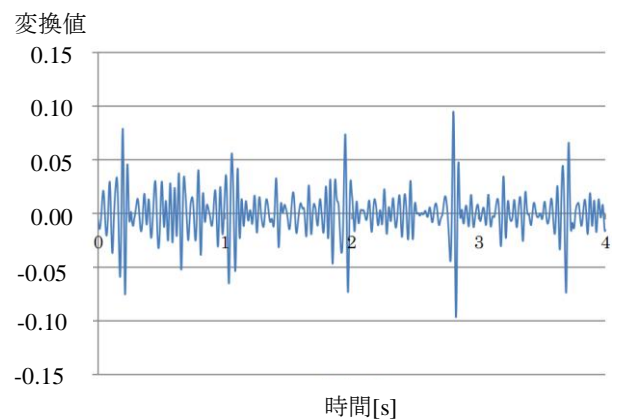


図 12 Ⅰ誘導心電図-WP 処理後 (通常運転時)

電極を両手で保持した状態であるため、心電図に筋電ノイズが混入しているが(図 11)、R 波と予想できるピークが、WP 処理後に明確に現れている(図 12)。

・呼吸運動測定の結果

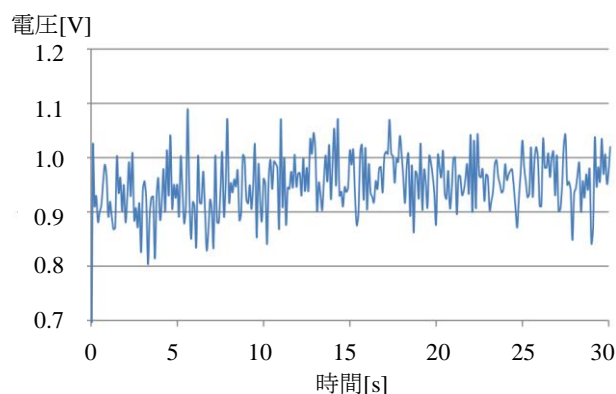


図 13 ドップラーセンサ出力 (通常運転時)

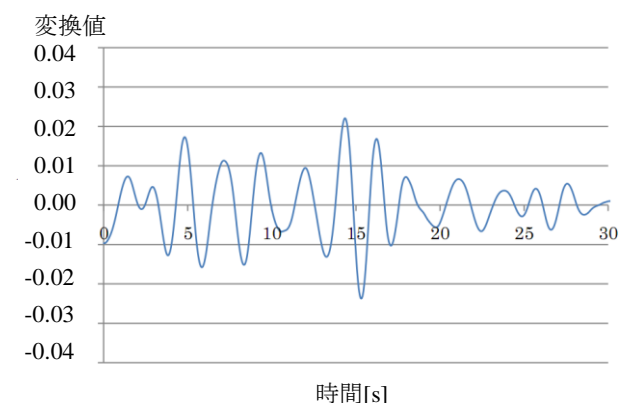


図 14 ドップラーセンサ出力-WP 処理後 (通常運転時)

運転時であるため、ステアリングやアクセル・ブレーキ操作による体動がドップラー信号に含まれている(図 13)。WP 処理で抽出された波形(図 14)の中心周波数を FFT で周波数解析した結果、0.293Hz であったため、呼吸運動と近似した周波数が抽出できている。

4・2・2 負荷運転

通常運転に加え、暗算タスクを行うことで、注意力低下時の測定を行った。

シミュレータ画面横のモニタに連続して映し出されるかけ算に、5 問目ごとに口頭で回答させる方法を用いた。「今何問目であるか」を常に意識する必要があるため、運転に集中することができない状況をつくり出す。呼吸運動を同時測定しているため、発声による異常値がいつ起こったかを調べる目的で、模擬運転時の被験者をビデオカメラで撮影した。

・心電図測定の結果

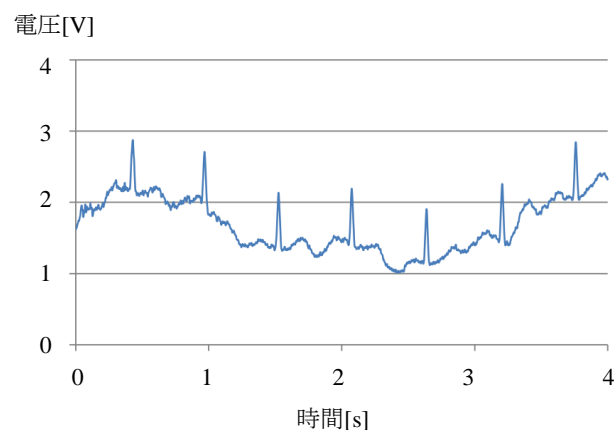


図 15 II 誘導心電図 (負荷運転時)

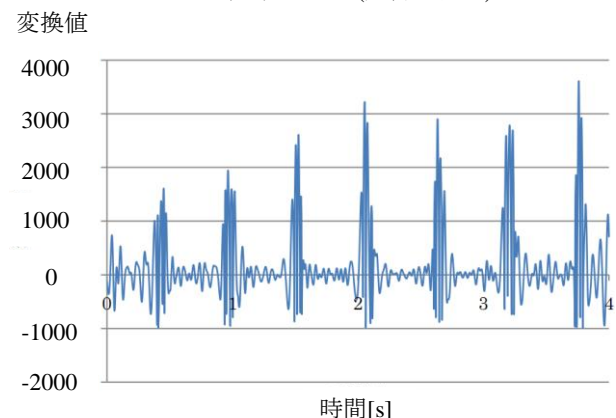


図 16 II 誘導心電図-WP 処理後 (負荷運転時)

呼吸や腕の動きによる基線動揺が見られ(図 15)、心電図から R 波検出を行うことは困難であるが、WP 処理後の波形(図 16)によりピークが明確に出ている。

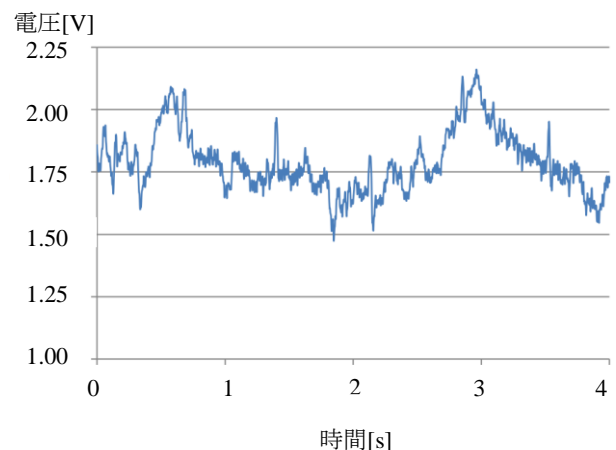


図 17 I 誘導心電図 (負荷運転時)

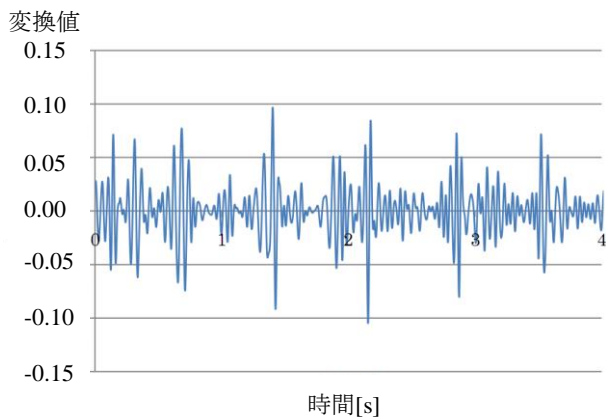


図 18 I 誘導心電図-WP 処理後(負荷運転時)

基線動揺と筋電ノイズが著しい心電図波形であり(図 17)、WP 変換後の波形で、R 波に近い周波数帯域のノイズが抽出されてしまっている(図 18)。

・呼吸運動測定の結果

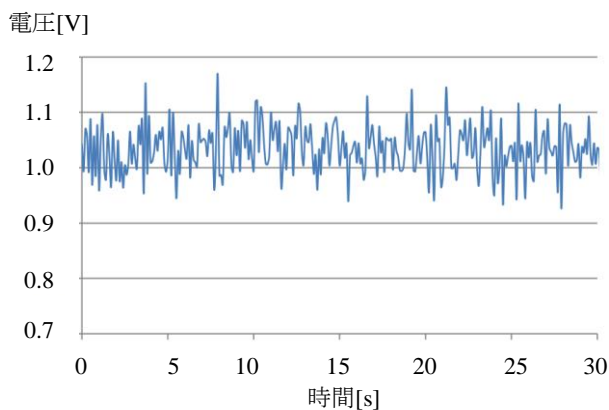


図 19 ドップラーセンサ出力 (負荷運転時)

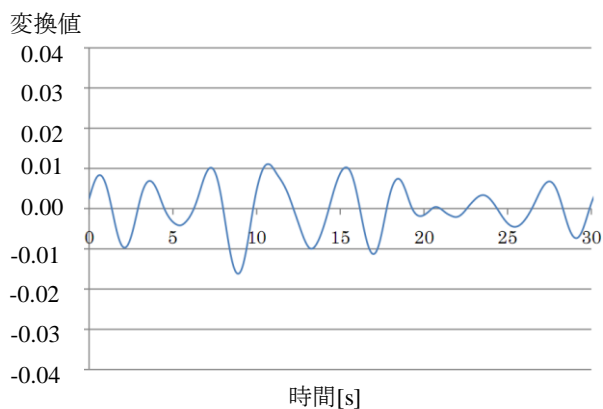


図 20 ドップラーセンサ出力-WP 処理後 (負荷運転時)

図 19 の信号を WP 変換し(図 20)、FFT で調べた結果、中心周波数は 0.215Hz であったため、呼吸周波数に近い帯域の信号である。

4.3 結果

通常運転、負荷運転時の測定結果と、NASA-TLX の WWL 得点(mean weighted workload score:平均作業負荷得点)を表 1、2 に示す。

通常運転時に比べ、負荷運転時に心拍数と呼吸数の上昇が、5 名中 4 名に見られた。I 誘導運転時、通常運転と比べて負荷運転の際に呼吸数が低下した被験者 E は、暗算問題の口答直前に「息止め」を行うことでタイミングを調節していたことが、記録用動画の音声から確認できた。WWL 得点の上昇は、被験者の主観としての作業負荷が増大していることを表す。

表 1 心拍・呼吸数の検出結果と WWL 得点 (II 誘導)

II 誘導 (通常運転時)			
被験者	心拍数	呼吸数	WWL
A	58	18	41
B	72	15	15
C	60	17	65
D	80	17	93
E	85	21	16
II 誘導 (負荷運転時)			
被験者	心拍数	呼吸数	WWL
A	78	28	73
B	72	25	78
C	81	24	98
D	92	30	97
E	90	15	71

表 2 心拍・呼吸数の検出結果と WWL 得点 (I 誘導)

I 誘導 (通常運転時)			
被験者	心拍数	呼吸数	WWL
A	60	16	19
B	74	20	14
C	71	21	6
D	82	17	51
E	78	19	19
I 誘導 (負荷運転時)			
被験者	心拍数	呼吸数	WWL
A	80	30	96
B	81	28	81
C	86	24	95
D	107	26	85
E	110	15	62

5. 結論、課題

運転状況の違いによる生体信号変化が、被験者から検出できていることから、ハンドルを握り、シートに着座した状態で心電図・呼吸状態が測定できる本システムは、ドライバーの状態推定に有用であると言える。

今後の課題として、実車による一般道走行においての本システムの検証を行う必要がある。車体の揺れによる体動ノイズが、今回用いたウェーブレットパケット処理で除去できるか、また、車両に搭載された様々な電子機器と共存できるか等が挙げられる。

参考文献

- [1] 交通事故総合分析センター
「平成 20 年度の自動車事故データをみる」
URL:http://www.ms-ins.com/pdf/rm_car/jiko_data.pdf
- [2] 国土交通省：「道路の走りやすさマップ概要」
URL:<http://www.qsr.mlit.go.jp/kyukan/map05/gaiyou.pdf>
- [3] 国土交通省：「道路の走りやすさマップ対応カーナビの安全・環境効果判明」
URL:<http://www.nilim.go.jp/lab/bcg/kisya/journal/kiban090428.pdf>
- [4] 直井 孝、前田 登、岩間 伸治：「マイクロ波ドップラー信号の時間差分を用いた非接触心拍検出」
電子情報通信学会技術研究報告 MBE, ME とバイオサイバネティクス, 105(402):5-8, 2005
URL:<http://ci.nii.ac.jp/ognavi?name=nels&lang=jp&type=pdf&id=ART0006277442>
- [5] Amy Diane Droitcour : “Non-Contact Measurement of Heat and Respiration Rates with a Single-Chip Microwave Doppler Radar”
Stanford University, 2006
URL:http://transducers.stanford.edu/Publications/PDF-files/Droitcour_Thesis.pdf
- [6] 折元 麻絵、羽石 秀昭：「呼吸による体動の光学的モニタリング」
日本医用画像工学会大会, 2007
URL:<http://www.cfme.chiba-u.jp/~haneishi/publication/announcement/announcementPDF/announcement20070720Orimoto.pdf>
- [7] Furedy, J.J. : “Beyond heart rate in cardiac psychophysiological assessment of mental effort”
Human Factors, 29:183-194, 1987
- [8] 前田 肇、佐野 昭、貴家 仁志、原 晋介
「ウェーブレット変換とその応用」
朝倉書店, 2001
- [9] Paul S. Addison
「図説 ウェーブレット変換ハンドブック」
朝倉書店, 2005
- [10] 芳賀 繁、水上直樹
「日本語版 NASA-TLX によるワークロード測定」
人間工学, 32(2):71-79, 1996
- [11] 芳賀 繁：「メンタルワークロードの理論と測定」
日本出版サービス, 2001

(受理 平成 22 年 3 月 19 日)